



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 スライスを指定するために被検体に照射される選択励起パルスを検出する手段と、前記検出手段の出力を積分する演算手段と、前記演算手段の出力に応じて選択励起パルスの照射を選択的に禁止する手段とを具備する磁気共鳴イメージング装置において、前記演算手段は積分値を積分値に比例した速度で時間経過とともに低下させる手段を具備することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項2】 スライスを指定するために被検体に照射される選択励起パルスを検出する手段と、前記検出手段の出力を積分する演算手段と、前記演算手段の出力に応じて警告を発生する手段とを具備する磁気共鳴イメージング装置において、前記演算手段は積分値を積分値に比例した速度で時間経過とともに低下させる手段を具備することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】本発明は磁気共鳴現象を利用して被検体の磁気共鳴信号を検出し、診断画像を得る磁気共鳴イメージング装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】磁気共鳴イメージング装置を臨床上使用する際に安全問題として考慮すべきものの一つとして電磁波に関する要素がある。磁気共鳴イメージングでは、イメージングするスライスを選択するための選択励起パルスとして数10MHzの高周波パルス(RFパルス)が被検体に繰り返し照射される。人体に電磁波、すなわちRFパルスが照射され、組織に吸収されると、吸収されたエネルギーは熱に変わり、組織の温度を上げる発熱効果が生じる。発熱効果、特に局所組織の温度上昇は人体に対して影響を与える。発熱効果の生物学的影響は電磁波の周波数や強度、あるいは対象の大きさなどによって決まる吸収熱量と、血流や発汗による気化熱などにより人体が対応する放散熱量のバランスで決まる。

【0003】ここで、電磁波の吸収はSAR(Specific Absorption Rate;比吸収率)という値で表示されるが、SARは単位質量当りの生体組織に対し、単位時間当りに与えられる電磁エネルギーとして定義され、単位はWatt/KgもしくはJoule/sec/Kgで与えられる。

【0004】このように磁気共鳴イメージング装置の使用にあたっては、SARの管理が必要である。種々の規格でSARの制限が決められている。例えば、イギリスのNRPB(放射線防護委員会)勧告によると、全身のSARは0.4W/Kg以下に制限され、かつ1gの組織すべてにおいて、平均SARが4W/Kg以下に制限されている。これは、皮膚と直腸で測定した体温が1℃

以上の体温上昇をきたさないか、1℃以上の上昇をした部分が体内の組織として1gを越えないことを意味する。アメリカのFDA(食品医薬品局)指針では、全身曝射については平均で0.4W/Kgを越えない、また局所1g重量あたりの組織の平均SAR(ピークSAR)があらゆる領域で2W/Kgを越えないこととされている。また、西ドイツの連邦衛生局勧告によると、SARで全身なら1W/Kg、眼を除外した局所1Kg重量当りの組織のピークSARがあらゆる領域で5W/Kg以下となっている。

【0005】そのため、従来の磁気共鳴イメージング装置では、ソフトウェア上で事前にSARを計算し、SARが許容値以上にならないようにRFパルスの印加も含めてパルスシーケンスを制御している。しかし、ソフトウェア上で事前に計算したSARは真のSAR値と異なってくることがある。例えば、コンピュータシステムが送信器に対し送る送信パワー指示コード信号と実際に送信されるRFパルスのパワーとの関係は図5のような較正曲線で示されるのであり、ソフトウェアはこの較正曲線に依拠して、患者へ送信されるSARを計算する。しかし、実際には送信器の特性は経時変化をするものである。また、送信器から送信コイルあるいは送受信コイルへ送られる送信パワーの全てが実際に患者へ送信されるわけではなく、送信器から送信コイルあるいは送受信コイルに送られる送信パワーに対する患者への送信パワーの比率は送信コイル、あるいは送受信コイルの特性により定まっており、ソフトウェアはこの比率をある値に想定してSARを計算するのであるが、この比率は送信コイル、あるいは送受信コイルの製造ばらつきによりソフトウェアの想定する値とやや異なってくる。さらに、システムの制御系に異常が発生した場合は、ソフトウェアの計算するSARと実際のSARとが異なってくるのは言うまでもない。

【0006】これを解決するために、実際に被検体に照射される高周波電力を検出して高周波照射を制御する磁気共鳴イメージング装置が開発され、一例が特公平2-43496号公報に記載されている。この従来例では、高周波照射コイル内に高周波電力検出用コイルを設け、このコイルに誘起される電圧の積分値が限界値を越えたときに照射コイルへの高周波電力の供給を停止している。

【0007】しかし、この従来例は次のような2つの欠点がある。第1の点は高周波電力検出用コイルに誘起される電圧は照射される高周波電磁場強度に比例するものであるが、患者の体内で吸収される電磁エネルギーは高周波電磁場強度の二乗に比例するものである点である。第2の点は、もし体内で吸収される電磁エネルギーに比例する量を検出するように改良したとしても、それでもなお血流や発汗等の代謝による被検体の冷却効果を無視しているために、十分に安全なパルスシーケンスですら実現

不可能となり、実用性がない。つまり、もし体内で吸収される電磁エネルギーに比例する量を検出するように改良したとしても、その積分値は $J/Kg$ を単位とする量に比例するものであって、生体組織の単位質量当たりに対し単位時間当たりに与えられる電磁エネルギーとして定義された $W/Kg$ と単位とするSARそのものに比例する量ではないからである。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】このように従来は磁気共鳴イメージングにおいてSARを正確に管理してRFパルスの照射を制御することができなかった。

【0009】本発明は上述した事情に対処すべくなされたもので、その目的は被検体のSARを正確に検出してRFパルスの照射を制御、あるいは警告を発生することにより、確実に被検体の安全を確保することができる磁気共鳴イメージング装置を提供することである。

【0010】

【課題を解決するための手段】本発明による磁気共鳴イメージング装置はスライスを指定するために被検体に照射された選択励起パルスを検出する手段と、検出手段の出力を積分する演算手段と、演算手段の出力に応じて選択励起パルスの照射を選択的に禁止、または警告を発生する手段とを具備し、演算手段は積分値を積分値に比例した速度で時間経過とともに低下させる手段を有することを特徴とする。

【0011】

【作用】本発明による磁気共鳴イメージング装置によれば、選択励起パルスの検出結果の積分値を積分値に比例した速度で時間経過とともに低下させることによりRFパルスの照射により温められた被検体局所の血流や発汗等の代謝による被検体の冷却効果を模擬することができるので、演算手段により求められる被検体のSARを正確に反映した積分値を求めることができ、演算手段の出力に基づいて選択励起パルスの照射を制御、または警告を発生することにより、確実に被検体の安全を確保することができる。

【0012】

【実施例】以下、図面を参照して本発明による磁気共鳴イメージング装置の一実施例を説明する。図1はこの実施例の概略構成を示すブロック図である。ガントリ20内には、静磁場磁石1、X軸・Y軸・Z軸傾斜磁場コイル2、及び送受信コイル3が設けられる。

【0013】静磁場発生装置としての静磁場磁石1は、例えば超伝導コイルを用いて構成され、静磁場制御装置4により駆動（励起）されたあとは、超伝導により永久電流が流れる。静磁場の強度は、例えば1.5テスラである。なお、静磁場磁石1は常伝導コイルを用いて構成してもよい。

【0014】X軸・Y軸・Z軸傾斜磁場コイル2は、X軸傾斜磁場 $G_x$ 、Y軸傾斜磁場 $G_y$ 、Z軸傾斜磁場 $G_z$

を発生するためのコイルでありX軸傾斜磁場電源7、Y軸傾斜磁場電源8、Z軸傾斜磁場電源9により駆動される。

【0015】送受信コイル3は所定のスライスを選択するための選択励起パルスとしての高周波（RF）パルスを発生し、かつ磁気共鳴により発生した磁気共鳴信号（MR信号）を検出するために使用される。そのため、送受信コイル3は磁気共鳴の励起時には送信器5により駆動され、かつMR信号の検出時には受信器6に結合される。RFパルスの周波数は水素核が1.5テスラの磁場強度で磁気共鳴現象を起こすように63.9MHzに設定され、その振幅はスライスの位置に応じたsinc関数で変調されている。なお、送信コイルと受信コイルとは別々に独立して設けてもよい。

【0016】寝台13上の被検体Pはガントリ20内のイメージング可能領域（イメージング用磁場が形成される球状の領域であり、この領域内でのみ診断が可能となる）に挿入される。

【0017】X軸傾斜磁場電源7、Y軸傾斜磁場電源8、Z軸傾斜磁場電源9、送信器5はシーケンサ10により所定のシーケンスに従って駆動され、X軸傾斜磁場 $G_x$ 、Y軸傾斜磁場 $G_y$ 、Z軸傾斜磁場 $G_z$ 、高周波（RF）パルスを所定のパルスシーケンスで発生する。X軸傾斜磁場 $G_x$ 、Y軸傾斜磁場 $G_y$ 、Z軸傾斜磁場 $G_z$ は、主として、例えば位相エンコード用傾斜磁場 $G_e$ 、読出し用傾斜磁場 $G_r$ 、スライス用傾斜磁場 $G_s$ としてそれぞれ使用される。送信器5にはSAR監視部24も接続され、SAR監視部24の出力により送信器5の動作が許容・禁止される。

【0018】コンピュータシステム11はシーケンサ10を駆動制御するとともに、受信器6で受信されるMR信号を取り込んで所定の信号処理を施すことにより、被検体の断層像を生成し、表示部12で表示する。

【0019】送受信コイル3の内部空間には被検体に照射されたRFパルスを検出する検出コイル22が設けられる。検出コイル22でRFパルスにより誘起された電圧はSAR監視部24に入力される。なお、送受信コイル3の代わりに送信コイルと受信コイルとを別々に設けた場合は、RF検出コイル22は送信コイルの内部空間に設けられる。しかし、RF検出コイル22の位置はこれらに限定されず、RFパルスにより電圧が誘起さればどこにあってもよい。

【0020】SAR監視部24の詳細を図2に示す。RF検出コイル22の出力は増幅器26を介して検波器28に供給され、その包絡線が検波される。検波器28の出力は二乗回路29により二乗される。二乗回路29の出力は抵抗30を介して積分器32に接続される。積分器32の入出力端間にはフィードバック抵抗34、およびリセットスイッチ36が互いに並列に接続される。リセットスイッチ36はシーケンサ10からの信号により

5

開閉され、積分器32をリセットする。積分器32の出力信号は比較器38の第1入力端に供給される。比較器38の第2入力端は基準電源40に接続される。比較器38の出力は送信制御信号として送信器5に供給されるとともに、図示しない警告表示部へ供給される。

【0021】本実施例の動作を説明する。ここでは、スピネコー法によりMR信号を収集するとする。図3に示すように、スライス用傾斜磁場Gsを印加しながら、90°パルスと呼ばれるRFパルスを照射して、選択的領域、すなわち特定スライス面内を励起する。その後、180°パルスと呼ばれるRFパルスを照射するが、これは180°パルスと呼ばれ、電磁場強度は90°パルスの2倍となっている。そして、位相エンコード用傾斜磁場Geにより位相エンコード量を決めてから読出し用傾斜磁場Grを印加してRFパルスの印加からτ時間後にMRエコー信号を収集する。位相エンコード量を変えながらこのパルスシーケンスを繰返して1枚の画像を収集する。シーケンサ10はこのようなパルスシーケンスに従って送信器5、X軸傾斜磁場電源7、Y軸傾斜磁場電源8、Z軸傾斜磁場電源9を制御する。

【0022】この一連のデータ収集シーケンス、すなわち、画像再構成に必要な数のデータを収集する回数だけ図3に示したパルスシーケンスを繰返すシーケンスを実行するに先立ち、シーケンサ10によりスイッチ36が閉成され、積分器32はリセットされる。そして、データ収集シーケンスが開始されると、所定の繰返し時間TR毎にRFパルスが被検体に照射される。このRFパルスが検出コイル22で検出される。SAR監視部24はこのRFパルスの包絡線を検波器28で検波して、二乗回路29によって検波結果の二乗値に比例する信号が積分器32に供給される。積分器32は二乗回路29の出力を積分することにより、送信RFパワーに比例する信号を出力する。

【0023】そのため、一連のRFパルスの照射期間ts毎に積分が行われ、積分器32の出力は図4に示すように変化していく。被検体へのRFパルスの照射毎に積分が行われ、一般的に、RFパルスの照射中の積分器32の出力の増加は入力抵抗30と積分コンデンサ32aによる時定数とRFパルスの包絡線波形により定まる。しかし、この積分器32はフィードバック抵抗(もれ抵抗)34を有するので、積分値は積分値に比例した速度で時間経過とともに放電され、低減させられる。この積分値Vの低下分はフィードバック抵抗34の抵抗値をRf、積分コンデンサ32aの容量値をCとすると、次のように表わされる。

$$dV/dt = -V/(C \cdot Rf)$$

なお、図4の破線はフィードバック抵抗34が存在しない場合の積分器32の出力を示す。

【0024】この放電による積分値の低下はRFパルスにより温められた人体局部が血流や発汗等の代謝により

6

冷却されていく効果を模擬できる。そのため、フィードバック抵抗34の抵抗値Rfを適宜設定することにより、積分出力が生体組織に対して与えられる電磁エネルギー(W)に比例する値を示すことになる。

【0025】そして、積分器32の出力が基準電源40により表わされる許容値以上になると、比較器38は送信器5に送信禁止信号を供給し、送信器5がRFパルスを照射することを禁止する。ここで、SARは単位質量当たりの生体組織に対し、単位時間当りに与えられる電磁エネルギー(W/Kg)として定義されているので、基準電源40はSARの許容値(例えば、0.4W/Kg)に被検体の体重をかけた値に比例する値に設定されている。そのため、図示していないが、操作パネルに体重入力部を設け、入力された体重に応じて基準電源40の値が可変されるように構成されている。このため、SARが許容値以上になることが確実に防止される。

【0026】なお、RFパルスの送信を禁止せずとも、図示しない警告表示部によりSARが許容値以上になったことをシステムを運転する操作者に報知し、例えばスキャンを停止する操作等の操作者の適切な処置を促すことでも、安全確保の目的を達せられる。送信が禁止された後は、被検体の温度が下降するまで所定期間待ってからパルスシーケンスを再開すればよい。

【0027】以上説明したように本実施例によれば、被検体に照射されるRFパルスを検出して、被検体の代謝による冷却効果を考慮してRFパルスの検出値を積分することによりSARに対応する単位時間当りに生体組織に対して与えられる電磁エネルギーに比例する信号が求められる。この積分結果に応じてRFパルスの照射を制御しているので、事前にソフトウェアによりSARを計算することなく、システムの調整状態や故障、操作者の誤操作等によって過大なRFパルスが連続的に被検体に照射され、被検体の組織の温度が異常に上昇し、被検体に危害を与えることが防止される。

【0028】本発明は上述した実施例に限定されず、種々変形して実施可能である。例えば、上述の説明では、積分値はCRの線形回路により計算し、被検体の冷却効果は積分回路のフィードバック抵抗で模擬したが、マイクロコンピュータ等のソフトウェアにより実現することも可能である。また、上述の説明はシングルスライスのデータ収集について行なったが、マルチスライスのデータ収集についても同様である。マルチスライス法のデータ収集シーケンスでは、繰返し時間TR内に中心周波数の異なるRFパルスをデータ収集に要する時間だけ離して次々と印加していくことにより、数枚～十数枚のスライスのデータを1枚のデータを収集するのと同じ時間で収集する。このようにマルチスライス法ではシングルスライス法に比べてRFパルスの照射が頻繁に行なわれるので、SARの管理はより重要である。パルスシーケンスの具体例は図示したものに限定されず、種々変形可能

である。

【0029】さらに、SAR監視部24は送信器5に送信禁止信号を送ったが、送信器5と送受信コイル2との間にRFスイッチを設け、SAR監視部24の出力に応じてスイッチをオン・オフして送信を許容・禁止してもよい。

【0030】また、被検体の体重に応じて比較器の基準電圧を変える代わりに、入力抵抗30、積分コンデンサ32a等を体重に応じて可変しても同様の効果が得られる。さらに、体重を操作者が入力する代わりに、被検体

【0031】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、被検体に照射される選択励起パルスを検出して、検出値を積分し、積分値を積分値に比例した速度で時間経過とともに低下させ、この積分結果に応じて選択励起パルスの照射を禁止することにより、被検体のSARを正確に検出して高周波照射を制御することができ、被検体の安全を確保できる磁気共鳴イメージング装置が提供される。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による磁気共鳴イメージング装置の第1実施例の構成を示すブロック図。

【図2】第1実施例のSAR監視部の詳細な構成を示すブロック図。

【図3】第1実施例のパルスシーケンスを示す図。

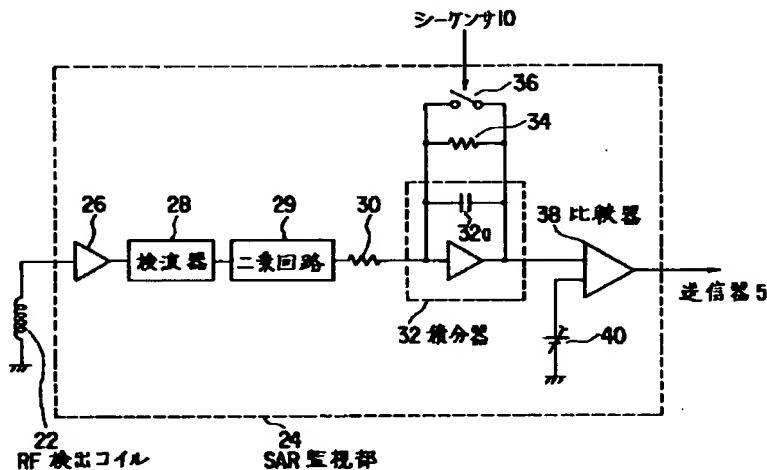
【図4】SAR監視部の積分器の出力を示す図。

【図5】ソフトウェア上で事前にSARを計算する従来技術において用いられる送信器特性の校正曲線を示す図。

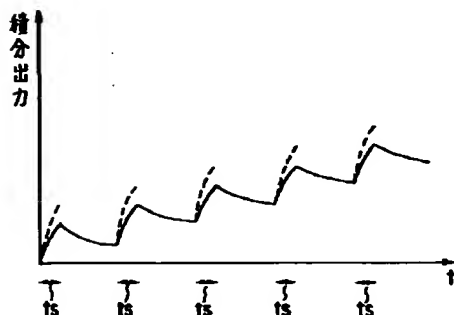
【符号の説明】

1…静磁場磁石、2…X軸・Y軸・Z軸傾斜磁場コイル、3…送受信コイル、4…静磁場制御装置、5…送信器、6…受信器、7…X軸傾斜磁場電源、8…Y軸傾斜磁場電源、9…Z軸傾斜磁場電源、10…シーケンサ、11…コンピュータシステム、12…表示部、22…RF検出コイル、24…SAR監視部、28…検波器、29…二乗回路、30…積分器、32…積分器、34…フィードバック抵抗、36…リセットスイッチ、38…比較器、40…基準電圧。

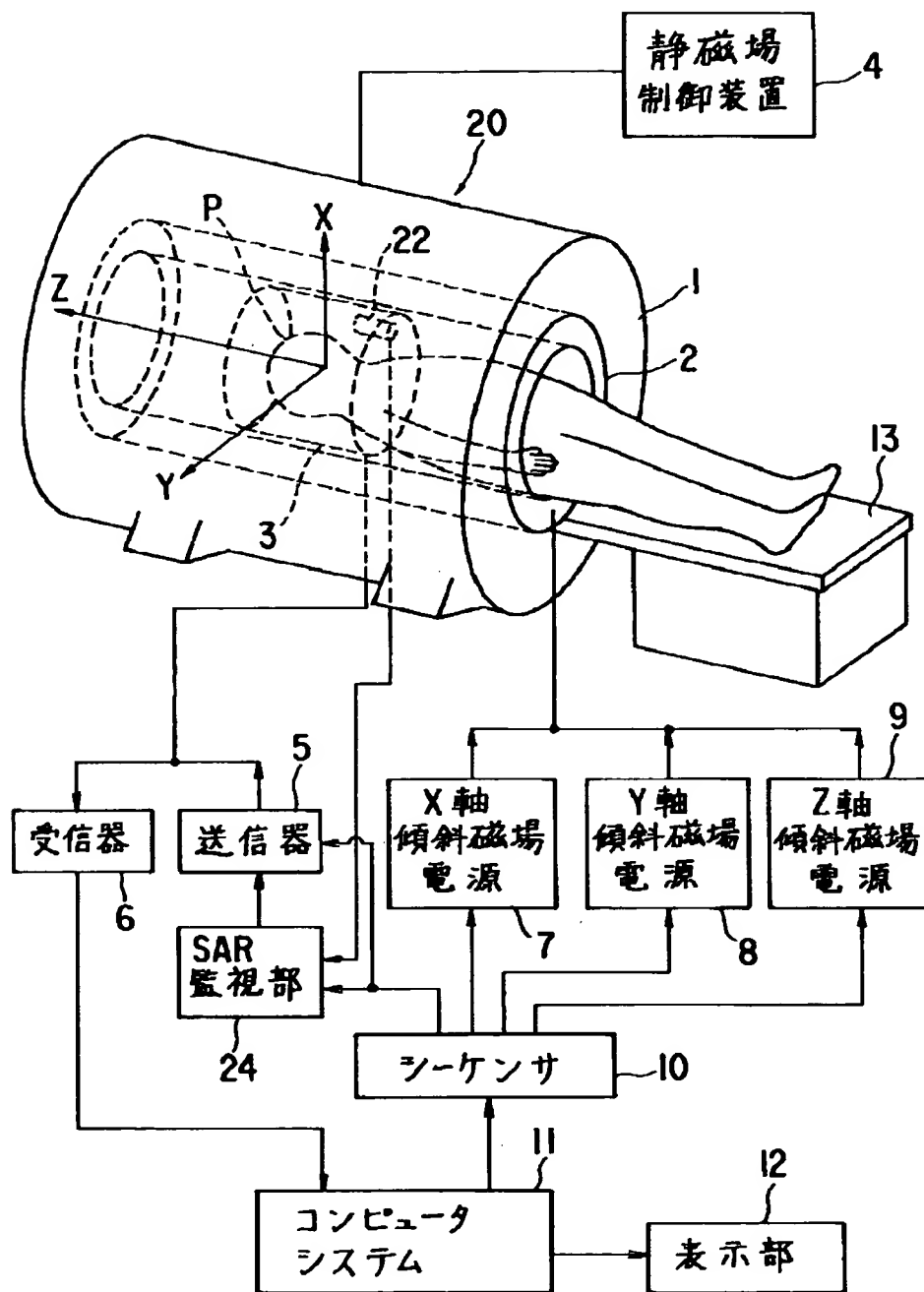
【図2】



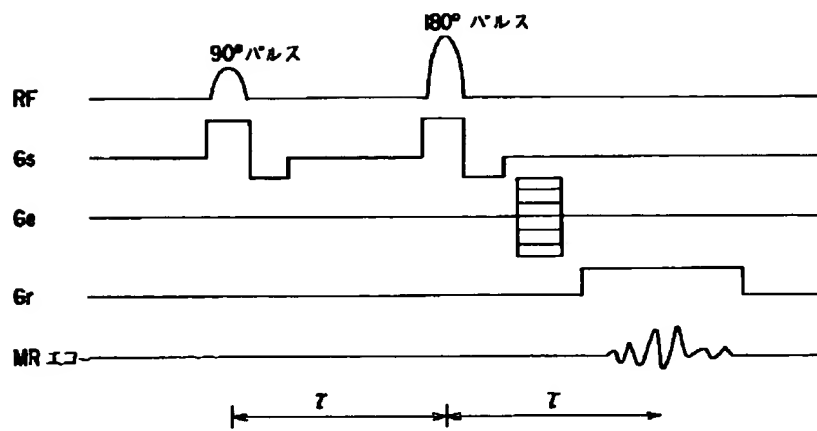
【図4】



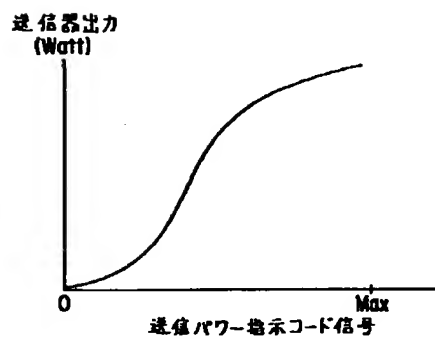
【図1】



【図3】



【図5】



フロントページの続き

(51)Int. Cl.<sup>5</sup>

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

8932-4C

A 6 1 B 5/05

3 8 2

9118-2J

G 0 1 N 24/04

Q

9118-2J

24/08

N